第 40 卷 第 6 期
2023 年 12 月

应 用 力 学 学 报
Chinese Journal of Applied Mechanics

Vol. 40 No. 6
Dec. 2023

文章编号:1000-4939(2023)06-1445-08

# 坐姿人体动态特性的有限元法研究

郭云强[1],刘忠[2],杨先海[1],董瑞春[1],朱帅[1],卢壮旗[1]

(1.山东理工大学机械工程学院,255000 淄博;2.淄博市中心医院肿瘤科,255020 淄博)

**摘 要**:为研究振动环境下人体脊椎不同部位响应特点。基于人体解剖结构创建了包括头部、脊椎、肋骨和盆骨的坐姿人体上身三维有限元模型。采用模态法提取了该模型以及不同数量节段脊椎(L3-L4、L1-L5 和 C1-L5)的 30 阶模态,并采用随机响应法计算了在垂直方向 0 ~ 20 Hz 白噪声激励下各个脊柱节段在 $X$、$Y$ 和 $Z$ 三个方向的加速度。发现坐姿人体上身的第一阶模态在前后方向,第二阶模态在左右方向。所有模型的第一阶垂向固有频率与现有文献结果相近,所有椎间盘平均加速度响应的峰值频率在坐姿人体垂直频率 4 ~ 6 Hz 范围内,从而证明了模型的有效性。研究发现:对人体影响较大的振动模态主要分布在 0 ~ 12 Hz 以内;椎间盘 $Z$ 加速度均方根从颈椎到腰椎不断减小,而 $X$ 加速度均方根在 T7 − T8 附近最小,在椎间盘 L4-L5 处最大。本研究创建的动力学模型,不仅可用于更为准确地研究人体内部动态响应规律,而且响应计算快速,为进一步提高乘坐舒适性、减少脊椎疾病提供研究方法和理论依据。

**关键词**:有限元分析;生物力学;坐姿人体;模态分析;随机响应分析

**中图分类号**:X827 **文献标志码**:A **DOI**:10.11776/j.issn.1000-4939.2023.06.026

# The dynamic characteristics of sitting human body studied by finite element method

GUO Yunqiang[1],LIU Zhong[2],YANG Xianhai[1],DONG Ruichun[1],ZHU Shuai[1],LU Zhuangqi[1]

(1. College of Mechanical Engineering, Shandong University of Technology, 255000 Zibo, China;
2. Oncology Department, ZiBo Central Hospital, 255020 Zibo, China)

**Abstract**: To study the response characteristics of different parts of spine under whole body vibration, a three-dimensional finite element model of the upper body was established based on the anatomical structure of human body, including head, spine, rib and pelvis. The 30-order modes of the model and different numbers of spinal segments (L3-L4, L1-L5 and C1-L5) were extracted by modal method, and the acceleration of each spinal segment in the $X$, $Y$ and $Z$ directions under the excitation of 0-20 Hz white noise in the vertical direction was calculated by random response method. It is found that the first mode of

**收稿日期**:2022-06-04 **修回日期**:2022-09-17

**基金项目**:国家自然科学基金资助项目(No. 52005305);山东省自然科学基金资助项目(No. ZR2019BEE071);中国博士后科学基金资助项目(No. 2019M652443)

**通信作者**:董瑞春。E-mail:dongrcn@163.com

**引用格式**:郭云强,刘忠,杨先海,等. 坐姿人体动态特性的有限元法研究[J]. 应用力学学报,2023,40(6):1445-1452.
GUO Yunqiang, LIU Zhong, YANG Xianhai, et al. The dynamic characteristics of sitting human body studied by finite element method[J]. Chinese journal of applied mechanics, 2023, 40(6):1445-1452.

the upper body of the sitting body is in the front and back directions, and the second mode is in the left and right directions. The first-order vertical natural frequencies of all models are similar to the literature results, and the peak frequencies of the average acceleration responses of all intervertebral discs are in the range of 4-6 Hz vertical frequencies of sitting human bodies, thus proving the validity of the model. It is found that the modes with great influence on human vibration are mainly distributed within 0-12 Hz. The root mean square of disc $Z$ acceleration decreases from cervical vertebra to lumbar vertebra, while the root mean square of $X$ acceleration is the smallest near T7-T8 and the largest at L4-L5. The dynamic model created in this paper not only can be used to study the internal dynamic response law of the human body more accurately, but also has fast response calculation, which provides a research method and theoretical basis for further improving ride comfort and reducing spinal diseases.

**Key words**: finite element analysis; biomechanics; seated human body; modal analysis; random response analysis

在车辆行驶过程中产生的振动不仅影响驾驶者的乘坐舒适性，还有可能导致腰椎疾病的发生。研究表明，暴露于全身振动是职业司机肌肉骨骼类疾病高发的一个主要因素，职业司机的腰痛问题与暴露在全身振动环境中有很强的相关性，汽车振动已经成为危害人体腰部健康的重要原因[1-2]。为了进一步提高乘坐舒适性，减少驾乘伤害，越来越多的学者开始围绕人体振动特性展开研究。

以往部分学者通过试验研究和模型模拟研究方法对人体动态特性进行探索[3-4]，然而综合对比发现，试验研究方法受到伦理问题限制，多体动力学模型与集中参数模型模拟研究并不与人体解剖结构对应，均不适用于研究人体内部生物力学特点[5-6]。有限元模型精度高，能模拟分析解剖结构和材料特性复杂的人体生物力学特性。因脊椎是振动在坐姿人体内传递的主要路径，以往的研究通常应用脊椎或腰椎有限元模型研究人体生物力学特性以及研究激励直接施加在脊椎或盆骨上的动态响应[7-8]，这与实际有较大差别。鲜有研究使用完整上身骨骼三维有限元模型深入研究人体动态特性以及不同振动频率下脊椎不同部位动态响应规律。

本研究创建基于解剖结构的包含头骨、全脊椎、肋骨、尾骨、盆骨、韧带和部分臀部肌肉软组织在内的三维有限元动力学模型，采用模态法和随机响应分析法进行研究。本研究所创建的模型与采用的分析方法能够快速准确分析脊椎动态特性以及不同部位振动响应规律，为进一步提高乘坐舒适性、减少驾驶疾病提供研究方法和理论依据。

# 1 方　法

## 1.1 有限元建模

本研究创建的有限元模型主要包括头骨、椎骨、椎间盘、肋骨、盆骨和骨骼间韧带以及部分臀部肌肉，将双臂、皮肤、肌肉、内脏等组织进行简化处理。面网格平均边长为4 mm，体网格平均边长为5 mm。本研究所创建的坐姿人体有限元模型是在丰田公司的帮助下创建完成。模型骨骼的几何数据通过CT扫描获得。CT扫描受试者为一名成年男性身高179 cm，体质量80 kg，接近五十百分位人体尺寸。胸部的CT扫描厚度为0.625 mm，腹部为5 mm。

椎间盘结构与肌肉、韧带等组织的几何数据无法通过CT扫描获得，需要在ANSA软件中单独创建。椎间盘结构由髓核和纤维环构成，应用椎体的上下表面来创建椎间盘，将椎体的上下表面的面单元作为终板，厚度为1 mm。髓核横截面面积是椎间盘横截面面积的44%[9]。韧带、椎体硬质骨和终板单元类型为厚度1 mm的四边形面单元。体单元中除了椎间盘为六面体单元，其余为四面体单元。不同组织之间的边界使用公共节点进行连接，而不需要任何其他运动约束。最终建立模型如图1所示。坐姿人体模型中材料特性参数如表1所示。

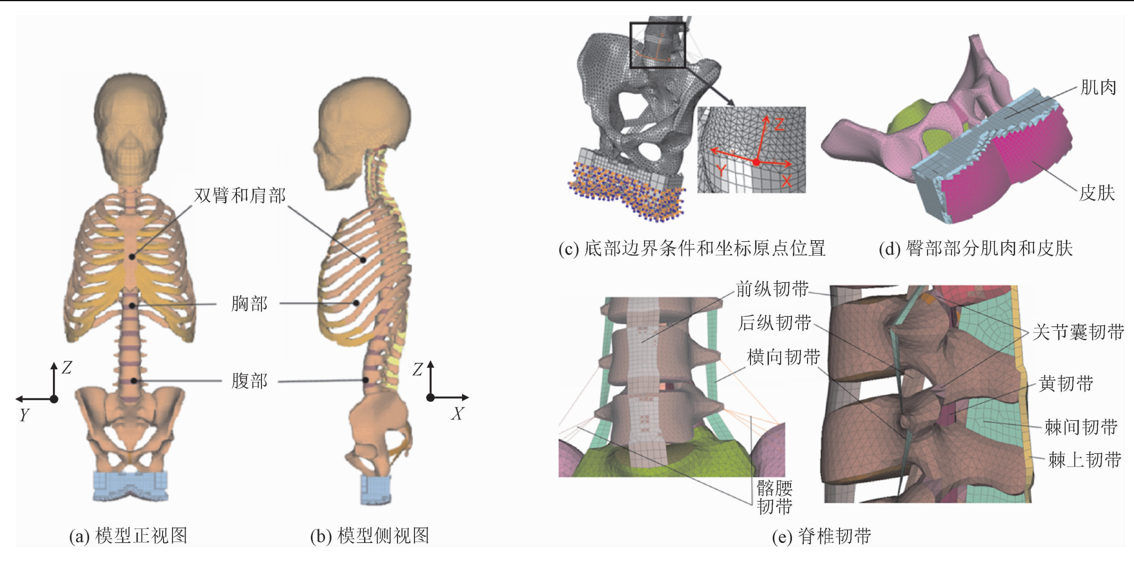



图 1　坐姿人体上身有限元模型

Fig. 1　Finite element model of sitting posture

**表 1　人体模型材料特性及参考文献**

Tab. 1　Material properties and references of human body model

| 部位 | 单元类型 | 弹性模量/MPa | 泊松比 | 密度 $\rho/(\mathrm{kg\cdot m^{-3}})$ | 厚度/mm 或横截面积/$\mathrm{mm}^2$ | 参考文献 |
|---|---|---|---|---|---|---|
| 皮肤 | Shell | 0.15 | 0.46 | 1100 | 1 | [10-11] |
| 肌肉软组织 | Tetrahedron | 0.1 | 0.49 | 1060 | | [10,12-13] |
| 肋骨 | Tetrahedron | | | | | |
| 皮质骨 | | 11 500 | 0.3 | 2 000 | | [14] |
| 松质骨 | | 300 | 0.1 | 1 100 | | [9] |
| 椎骨 | | | | | | [9] |
| 皮质骨 | Shell | 10 000 | 0.3 | 1 700 | 1 | |
| 松质骨 | Tetrahedron | 100 | 0.2 | 1 100 | | |
| 后部骨 | Tetrahedron | 3 500 | 0.25 | 1 400 | | |
| 终板 | Shell | 500 | 0.25 | 1 200 | 1 | |
| 椎间盘 | | | | | | [5] |
| 髓核 | Brick | 1 | 0.49 | 1 020 | | |
| 纤维环 | Brick | 4.2 | 0.45 | 1 050 | | |
| 韧带 | | | | | | [9] |
| 前纵韧带 | Quadrilateral | 7.8 | 0.22 | 1 000 | 3.2 | |
| 后纵韧带 | Quadrilateral | 10 | 0.22 | 1 000 | 3.2 | |
| 横向韧带 | Quadrilateral | 15.08 | 0.22 | 1100 | 1 | |
| 棘上韧带 | Quadrilateral | 30.16 | 0.22 | 1 100 | 1 | |
| 黄韧带 | Quadrilateral | 15.08 | 0.22 | 1 100 | 2 | |
| 棘间韧带 | Quadrilateral | 15.08 | 0.22 | 1 100 | 1 | |
| 关节囊韧带 | Quadrilateral | 15.08 | 0.22 | 1 100 | 1 | |
| 髂腰韧带 | Truss | 15.08 | 0.3 | 1 000 | 63.7 | |
| 骶骨关节 | Tetrahedron | 20 | 0.3 | 1 000 | | [5] |
| 盆骨 | Tetrahedron | 5 000 | 0.2 | 1 830 | | [15] |

### 1.2 模态分析

通过有限元法进行模态分析可以得到模型的固有频率和模态振型。使用振型叠加法分析动态问题时,要保证频率提取分析步提取了足够数量的模态,即在主要运动方向上的总有效质量要超过模型中可运动质量的90%,初步提取30阶模态。

虽然骨骼是人体动力学分析中的主要建模对象,但人体的内脏和肌肉、皮肤等软组织对模型的动力学响应起着重要的影响。对于骨骼模型中缺失的内脏、皮肤和肌肉等组织,通过运动耦合约束的方式,将其质量、转动惯量数据施加到脊椎上。将上身模型分为三部分:肩部和双臂、胸部、腹部,对已建成的完整人体模型进行测量,图1中表示出耦合点(质心)的位置,测量获得的详细数据如表2所示。模型坐标原点位于L5-S1椎间盘中心位置,$X$轴为前后方向,$Y$轴为左右方向,$Z$轴为垂直方向,如图1中所示。对于坐姿人体模型,需要在载荷模块设置边界条件实现座椅对人体的支撑和约束。

表2 耦合点质量和转动惯量、坐标

Tab.2 Mass and moment of inertia of coupling point, and coordinate

| 上身模型 | 质量/kg | 转动惯量/($10^3$ kg·mm$^2$) | | | 耦合点(质心)坐标 | | |
|---|---|---|---|---|---|---|---|
| | | LXX | LYY | LZZ | $X$ | $Y$ | $Z$ |
| 肩部和双臂 | 12.0 | 781 | 438 | 417 | −4 | 0 | 303 |
| 胸部 | 13.0 | 164 | 127 | 179 | −23 | 0 | 239 |
| 腹部 | 13.0 | 178 | 120 | 171 | −6 | 0 | 46 |

为保证后续研究结果的准确性,首先需要对有限元模型的有效性进行验证。通过模态分析计算出多个脊柱节段模型(L3-L4、L3-L5、L1-L5、T12-pelvis、T1-pelvis、C1-L5、head-spine-pelvis、head-spine-rib-pelvis)的第一阶垂直方向共振频率,并与相同条件下文献中的数据进行对比。所选取脊椎节段施加的质量大小和耦合点位置与参考文献保持一致。

### 1.3 随机响应分析

随机响应分析可以预测模型在不确定连续激励时的稳态响应,本研究将模拟坐姿人体有限元模型在垂直方向0~20 Hz的宽带白噪声激励下的响应。对人体影响较大的模态主要集中在0~12 Hz以内,采用垂直方向0~20 Hz在的宽带白噪声激励进行模拟分析,覆盖人体主要模态发生的频率,可以更详细地得到模型的动态响应。地基运动的幅值设为1 m/s$^2$rms,在车体振动加速度范围内,可以更好的模拟人体在驾驶时受到的随机振动。在ABAQUS软件中,地基运动的激励以功率谱密度(PSD)的形式输入,均方根值为1 m/s$^2$的地基运动在带宽为0~20 Hz加速度PSD是$(1)^2/20 = 5\times10^{-2}(\mathrm{m/s^2})^2/\mathrm{Hz}$。整个模型的直接阻尼比设为0.3。

## 2 结 果

### 2.1 模型验证

如表3所示,对比了本研究计算的不同脊椎节段有限元模型L3-L4、L3-L5、L1-L5、T12-pelvis、T1-pelvis、C1-L5和head-spine-pelvis节段,以及head-spine-rib-pelvis模型(坐姿人体模型)在垂直方向的第一阶共振频率与文献的结果。本研究所预测的第一阶垂直共振频率与参考文献中的模型预测结果非常相近[5,9],head-spine-rib-pelvis模型(坐姿人体模型)的第一阶垂向共振频率在人体自然垂向共振频率4~6 Hz之内[2,16]。表示该模型可以用于人体动态特性的研究。

表3 本研究计算结果与文献结果对比

Tab.3 Comparison of results of this paper and references

| 模型节段 | 本研究结果 | 参考文献结果 | 注释 |
|---|---|---|---|
| L3-L4 | 30.2 | 28.1[5] | 40kg上身质量 |
| L3-L5 | 23.0 | 19.6[5] | 40 kg上身质量 |
| L1-L5 | 10.1 | 9.9[5] | 40 kg上身质量 |
| T12-pelvis | 9.1 | 6.5[5] | 40 kg上身质量 |
| T1-pelvis | 10.0 | | 40 kg上身质量 |
| T1-pelvis | | 9.24[5] | 具有肌肉(0.1 MPa)、皮肤、胸腔、头部、颈部和手臂的刚体[13] |
| C1-L5 | 10.9 | | 40 kg上身质量 |
| Head-spine-pelvis | 4.5 | | 30 kg上身质量 |
| Head-spine-rib-pelvis | 4.9 | | 35 kg上身质量和转动惯量 |
| Head-spine-rib-pelvis | | 6.82[9] | 有胸腔,躯干肌肉,和预负荷[7] |

### 2.2 模型振型

图2为腰椎L3-L4节段、L1-L5节段、全脊椎节段、坐姿人体模型的第一阶、第二阶和在垂直方向的

第一阶模态振型。模型的前两阶模态振型主要出现在矢状面和冠状面。腰椎 L3-L4 节段、L1-L5 节段、全脊椎节段第一阶模态振型在冠状面内左右方向的变形最为明显,第二阶模态振型在矢状面内前后方向的变形最为明显,而坐姿人体模型的第一阶模态振型主要在矢状面前后方向,第二阶主要在冠状面内左右方向,与文献中的结果一致[2]。L3-L4 节段、L1-L5 节段和全脊椎节段的第一阶垂向共振频率是模型的第三阶模态,而坐姿人体模型的第一阶垂向共振频率发生在第十阶模态。




图 2　模态图

Fig. 2　Modal figure

随着模型的复杂程度越高,其第一阶垂向共振频率呈下降趋势,且在相同频率范围内的模态数量呈增长趋势。图 2 只展示了模型模态的一个方向的运动,并未展示相反方向的模态运动。图中振型变化大小只是一个相对值,反映在某一频率的振动情况,并不反映实际振动位移变化。

在低频范围内坐姿人体模态比较多,可以通过有效质量与参与因子研究坐姿人体整体振动方向或对人体振动影响较大的模态。模型前 30 阶在垂直方向的总有效运动质量为 46.8 kg,模型总质量为 47.4 kg(包含 35 kg 耦合质量),比例约为 98%(超过 90%),所以提取 30 阶满足要求。从图 3 可以看出,对人体振动影响较大的模态在前 15 阶内,也就是主要分布在 0～13 Hz 内。在前 8 阶模态,前后方向和左右方向的有效质量和参与因子较大,垂直方向的很小;而在 10 阶模态时,垂直方向的有效质量和参与因子最大,前后方向和左右方向的很小,这表明坐姿人体前后和左右方向的固有频率小于垂直方向的固有频率。

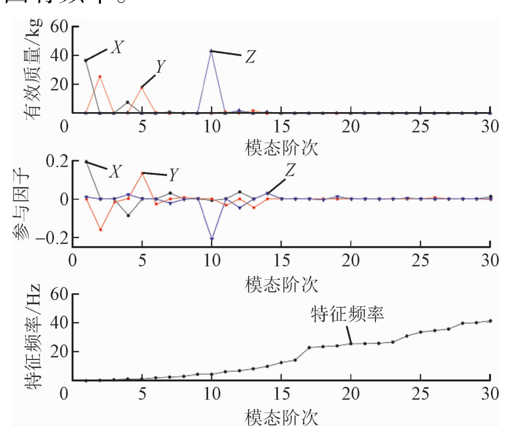



图 3　前 30 阶模态在 $X$、$Y$ 和 $Z$ 三个方向的有效质量、参与因子和频率

Fig. 3　Effect mass, participant factor and eigen frequency for the first 30 modes in the $X$, $Y$ and $Z$ directions

## 2.3　随机响应分析

图 4 中为脊椎所有椎间盘节点在 $X$ 轴、$Y$ 轴和 $Z$ 轴 3 个方向的加速度响应功率谱密度曲线。黑色粗实线表示所有椎间盘节点的加速度响应平均值,灰色细线表示所有椎间盘节点的加速度响应数据,可以看出 3 个方向的响应峰值集中出现在频率 4～6 Hz之间,在人体固有频率范围之内[2,16]。加速度在 $X$ 轴和 $Z$ 轴的响应峰值较大,而在 $Y$ 轴方向响应非常小,表明在垂直激励下,$Z$ 轴与 $X$ 轴振动存在较大耦合,与 $Y$ 轴耦合非常小。

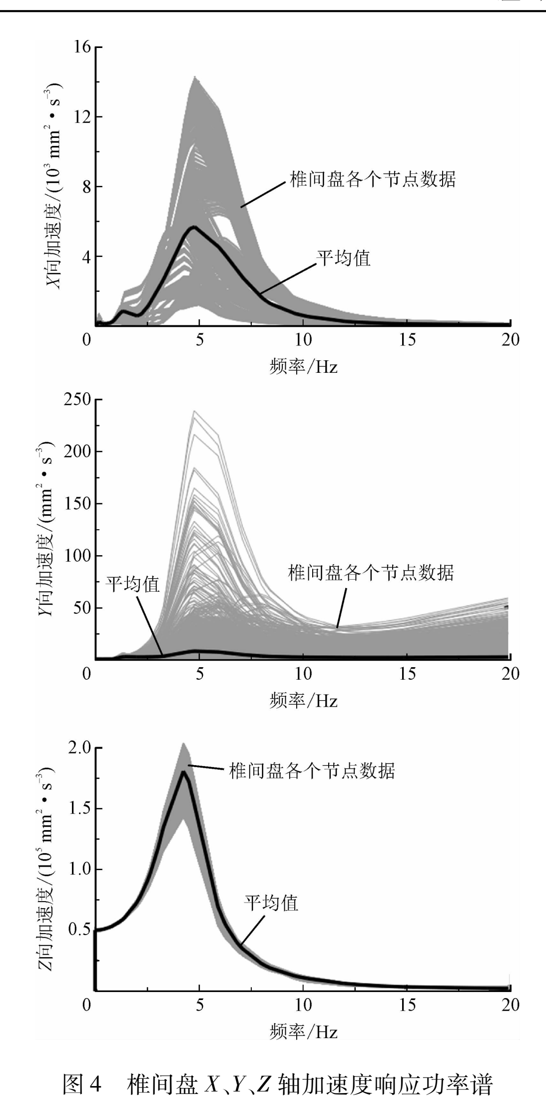



图4 椎间盘 $X$、$Y$、$Z$ 轴加速度响应功率谱

Fig.4 Acceleration response curve of disc $X$ axis, $Y$ axis and $Z$ axis

为了研究不同椎间盘振动响应特点，图5显示了从颈椎C2到骶骨S1各椎间盘上一节点在 $Z$ 方向的加速度响应。可以发现在 $Z$ 方向上，颈椎上各个椎间盘的响应曲线差异较小；胸椎上T2-T3椎间盘的响应峰值略小，其余椎间盘的响应差异较小；在腰椎上L5-S1上的响应峰值最小。

图6中展示了全部椎间盘在 $X$ 方向的加速度响应曲线。在 $X$ 方向上，不同椎间盘响应峰值频率不一样，颈椎、部分胸椎和腰椎的椎间盘峰值在4～5 Hz之间，与 $Z$ 向上的响应值频率一致，而椎间盘T3-T4、T11-T12、T10-T11、L1-L2、L2-L3的响应峰值频率在6 Hz左右。颈椎和胸椎上响应峰值较小，在腰椎上的响应最大，L3-L4和L4-L5的椎间盘峰值最高，与腰痛多发生在L3-L4、L4-L5节段相吻合。

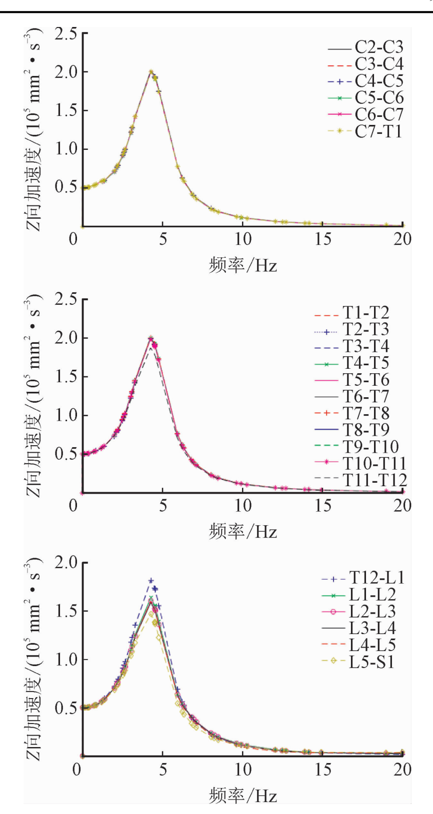



图5 $Z$ 轴各个椎间盘加速度响应曲线

Fig.5 $Z$-axis acceleration response curves of each intervertebral disc

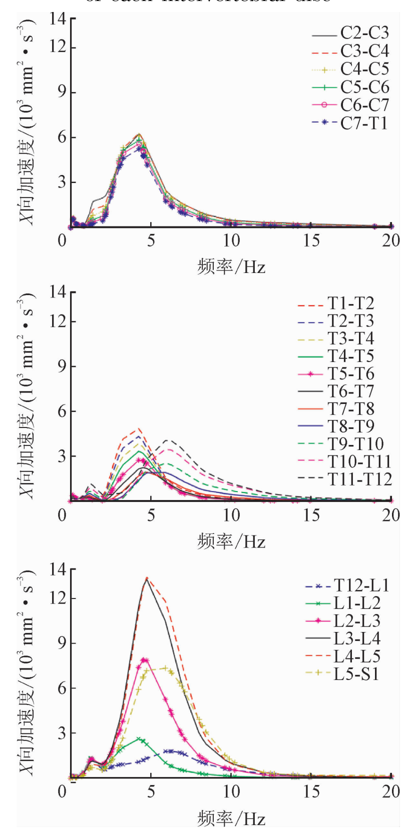



图6 $X$ 轴各个椎间盘加速度响应曲线

Fig.6 $X$-axis acceleration response curves of each intervertebral disc

加速度均方根值反映振动的冲击大小，图 7 中可以看出在 $Z$ 方向各个椎间盘间的加速度均方根值差异比较小，在腰椎上有一个小幅度的下降。在 $X$ 方向上，加速度均方根值在椎间盘 T6-T7、T7-T8 处为最小，在 L3-L4、L4-L5、L5-S1 处最大，$Y$ 轴方向的加速度均方根值非常小。

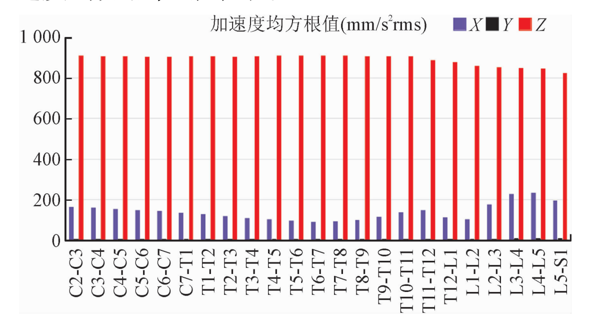



图 7　各个椎间盘在 $X$、$Y$ 和 $Z$ 方向的加速度均方根值

Fig. 7　RMS acceleration of each disc in $X$, $Y$ and $Z$ directions

## 3　讨　论

目前已有大量文献针对腰椎局部节段以及带有盆骨的腰椎节段进行生物力学研究，分析模型在静力载荷或病变状态下的生物力学特性[17-19]，鲜有研究使用完整的上身骨骼模型进行人体动态特性研究[20]。对此，本研究建立了基于人体解剖结构包含盆骨、脊椎、肋骨和头部的坐姿人体有限元模型，研究模型的动态特性和在 $Z$ 轴随机激励时不同椎间盘上的响应规律。

综合对比局部节段（L3-L4、L1-L5、C1-L5）和坐姿人体模型的模态振型（图 2）和固有频率（表 3）可以发现：虽然局部节段模型中包含上半身质量，但局部节段的模型的生物力学特性与完整的人体模型对比存在明显差异，不能提供正确的振动相关信息[11]。因此，局部节段模型对于人体动态特性研究不如完整模型更加准确，建议使用完整的骶骨到头部的上身模型进行人体动态特性研究。

通过对模型进行随机响应分析，可以看出 $Z$ 轴方向的振动与 $X$ 轴方向的振动耦合最为明显，与 $Y$ 向的振动耦合非常小。各个椎间盘的加速度功率谱在 $X$ 向的响应差异较大，最大值在椎间盘 L3-L5 和 L4-L5 上，而在 $Z$ 向的响应差异较小，但 $Z$ 轴方向的整体响应值更大，综合 $Z$ 向和 $X$ 向的振动来看椎间盘 L3-L4 和 L4-L5 的加速度响应最大。这一结果结合文献中提出全身振动与下腰痛之间的相关性，从某种意义上可以解释长期的振动环境对人体腰椎，特别是对下腰部脊椎运动节段 L3-L5 有害的原因，且与文献中腰痛多发生在下腰部位置的情况相一致，因此长期处于振动环境中的人尤其要注意保护下腰椎节段。

## 4　结束语

本研究通过有限元模拟分析的方法展开对人体动态特性的研究，建立了基于人体解剖结构的坐姿上身人体模型，研究了人体内部的振动响应规律和模态特点。应用该模型不仅可以更准确快速研究脊椎振动特点，而且可以用于研究座椅振动对人体的影响。本研究为避免人体振动损伤的座椅设计和乘坐舒适性的优化以及建立振动舒适性评价机制提供了研究方法和理论依据。

**参考文献：**

[1] BOVENZI M, RUI F, NEGRO C, et al. An epidemiological study of low back pain in professional drivers[J]. Journal of sound and vibration, 2006, 298(3): 514-539.

[2] NAWAYSEH N, GRIFFIN M J. Non-linear dual-axis biodynamic response to fore-and-aft whole-body vibration[J]. Journal of sound and vibration, 2005, 282(3/4/5): 831-862.

[3] WU J, QIU Y, SUN C. Modelling and analysis of coupled vibration of human body in the sagittal and coronal planes exposed to vertical, lateral and roll vibrations and the comparison with modal test[J]. Mechanical systems and signal processing, 2022, 166: 108439.

[4] 罗霜，舒红宇. 坐姿人体侧向振动试验、建模与参数识别[J]. 重庆交通大学学报（自然科学版），2021, 40(12): 130-135.
LUO Shuang, SHU Hongyu. Test, modeling and parameter identification of seated human body exposed to lateral vibration[J]. Journal of Chongqing Jiaotong University (natural science), 2021, 40(12): 130-135 (in Chinese).

[5] DONG R C, GUO L X. Human body modeling method to simulate the biodynamic characteristics of spine in vivo with different sitting postures[J]. International journal for numerical methods in biomedical engineering, 2017, 33(11): e2876.

[6] 董瑞春，郭立新. 基于有限元法的人体座椅系统随机响应分析[J]. 东北大学学报（自然科学版），2016, 37(11): 1660-1663.
DONG Ruichun, GUO Lixin. Random response analysis of human Body-Seat system based on the finite element method[J]. Journal of Northeastern University (natural science), 2016, 37(11): 1660-1663 (in Chinese).

[7] GHEZELBASH F, SCHMIDT H, SHIRAZI-ADL A, et al. Internal load-sharing in the human passive lumbar spine: Review of in vitro and finite element model studies[J]. Journal of biomechanics, 2020, 102: 109441.

[8] WANG K, JIANG C H, WANG L J, et al. The biomechanical influence of anterior vertebral body osteophytes on the lumbar spine: A finite element study [J]. The spine journal, 2018, 18(12): 2288-2296.

[9] KONG W Z, GOEL V K. Ability of the finite element models to predict response of the human spine to sinusoidal vertical vibration [J]. Spine, 2003, 28(17): 1961-1967.

[10] GRUJICIC M, PANDURANGAN B, ARAKERE G, et al. Seat-cushion and soft-tissue material modeling and a finite element investigation of the seating comfort for passenger-vehicle occupants [J]. Materials & design, 2009, 30(10): 4273-4285.

[11] ADAMS D, MORGAN G B, NGHI T, et al. Creating a biofidelic seating surrogate [C]//International Congress & Exposition. Warrendale, PA, USA: SAE International, 1999: 1999-01-0627.

[12] DU X M, REN J D, SANG C L, et al. Simulation of the interaction between driver and seat [J]. Chinese journal of mechanical engineering, 2013, 26(6): 1234-1242.

[13] VAN HOOF J, VAN MARKWIJK R, VERVER M, et al. Numerical prediction of seating position in car seats [C]//Digital Human Modeling for Design and Engineering Symposium. Warrendale, PA, USA: SAE International, 2004: 2004-01-2168.

[14] LI Z P, KINDIG M W, KERRIGAN J R, et al. Rib fractures under anterior-posterior dynamic loads: Experimental and finite-element study [J]. Journal of biomechanics, 2010, 43(2): 228-234.

[15] DU C F, MO Z J, TIAN S, et al. Biomechanical investigation of thoracolumbar spine in different postures during ejection using a combined finite element and multi-body approach [J]. International journal for numerical methods in biomedical engineering, 2014, 30(11): 1121-1131.

[16] ZHENG G T, QIU Y, GRIFFIN M J. Vertical and dual-axis vibration of the seated human body: Nonlinearity, cross-axis coupling, and associations between resonances in transmissibility and apparent mass [J]. Journal of sound and vibration, 2012, 331(26): 5880-5894.

[17] 王鹏,卢火炎,赵崇程,等. 脊柱内镜下腰椎间盘切除范围对腰椎稳定性影响的有限元分析[J]. 中国中医骨伤科杂志,2021,29(12):12-16.

WANG Peng, LU Huoyan, ZHAO Chongcheng, et al. Finite element analysis of the influence of lumbar discectomy range on lumbar stability under spinal endoscope [J]. Chinese journal of traditional medical traumatology & orthopedics, 2021, 29(12): 12-16(in Chinese).

[18] 杨明杰,曾诚,李立钧,等. 腰椎椎间孔外椎体间融合术的三维有限元建模及分析[J]. 同济大学学报(医学版),2018,39(3):41-47.

YANG Mingjie, ZENG Cheng, LI Lijun, et al. Establishment of 3D-finite element model for analysis of biomechanical stability of extraforaminal or transforaminal lumbar interbody fusion [J]. Journal of Tongji University (medical science), 2018, 39(3): 41-47(in Chinese).

[19] 王宏卫,刘新宇,万熠. 人体腰椎 $L_4 \sim L_5$ 段有限元模型建立及力学有效性验证[J]. 医学与哲学,2017,38(5B):50-53.

WANG Hongwei, LIU Xinyu, WAN Yi. Construction of a finite element model of human $L_4 \sim L_5$ lumber segment and verification of mechanical validity [J]. Medicine & philosophy, 2017, 38(5B): 50-53(in Chinese).

[20] DONG R C, HE L, DU W, et al. Effect of sitting posture and seat on biodynamic responses of internal human body simulated by finite element modeling of body-seat system [J]. Journal of sound and vibration, 2019, 438: 543-554.

(编辑 张璐)